

**PCT**  
 WELTORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM  
 Internationales Büro  
 INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE  
 INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)



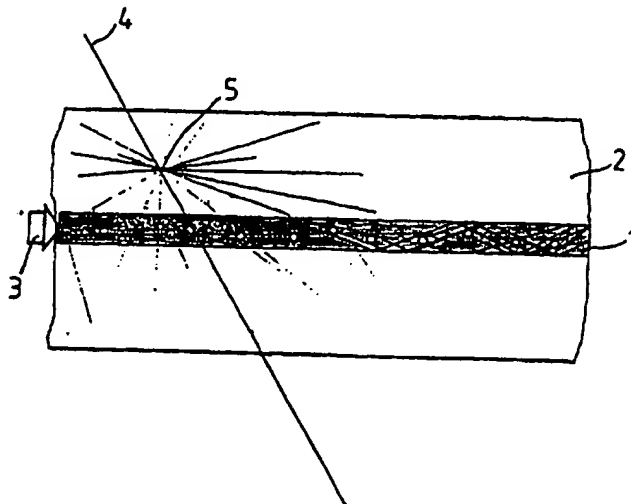
(51) Internationale Patentklassifikation 6: <b>G01J 1/58, G01T 1/20</b>	<b>A1</b>	(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: <b>WO 97/35171</b>  (43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 25. September 1997 (25.09.97)
(21) Internationales Aktenzeichen: <b>PCT/DE97/00564</b> (52) Internationales Anmeldedatum: 18. März 1997 (18.03.97)  (30) Prioritätsdaten: 196 10 538.2          18. März 1996 (18.03.96)          DE  (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten ausser US): DEUTSCHES KREBSFORSCHUNGSZENTRUM STIFTUNG DES ÖFFENTLICHEN RECHTS [DE/DE]; Im Neuenheimer Feld 280, D-69120 Heidelberg (DE).  (72) Erfinder; und (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): GROSS, Karlheinz [DE/DE]; Scheffelstrasse 5, D-69122 Dossenheim (DE). SINN, Hannsjörg [DE/DE]; Ahornweg 10, D-69118 Wiesloch (DE). MAIER-BORST, Wolfgang [DE/DE]; Schlüsselweg 9, D-69122 Dossenheim (DE). KLAUS, Michael [DE/DE]; In der Neckarhelle 96, D-69118 Heidelberg (DE). SCHRENK, Hans-Hermann [DE/DE]; Mittelgasse, D-67278 Zeiskam (DE). STEHLE, Gerd [DE/DE]; Edinger Strasse 11, D-69123 Heidelberg (DE).  (74) Anwalt: SCHÜSSLER, Andrea; Truderinger Strasse 246, D- 81825 München (DE).	(81) Bestimmungsstaaten: JP, US, europäisches Patent (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).  <b>Veröffentlicht</b> <i>Mit internationalem Recherchenbericht.          Vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche zugelassenen Frist. Veröffentlichung wird wiederholt falls Änderungen eintreffen.</i>	

(54) Title: RADIATION DETECTION DEVICE

(54) Bezeichnung: STRAHLUNGSERMITTLUNGSVORRICHTUNG

(57) Abstract

The invention relates to a device for detecting input radiation such as X-rays,  $\gamma$ -rays, ionising radiation or fluorescent and low-level light. The device has at least one detection element comprising a sensor component (scintillator) for converting the input radiation into photons (scintillation light) in the UV, visible or IR part of the electromagnetic spectrum and an optical amplifier component which receives the light converted by the sensor component, forwards it for further processing and amplifies it at the same time. According to the invention, the amplifier component comprises at least one optical waveguide (1, 2, 2a, 2b, 20) whose material is optically pumped to amplify the scintillation light (3, 24, 25).



(57) Zusammenfassung

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zum Ermitteln von Eingangsstrahlung, z.B. Röntgen-,  $\gamma$ -, ionisierende Strahlung bzw. Fluoreszenz- oder Restlicht, mit mindestens einem Erfassungselement, das einen Sensorteil (Szintillator) zur Umwandlung der Eingangsstrahlung in im UV-, sichtbaren oder IR-Teil des elektromagnetischen Spektrums liegende Photonen (Szintillationslicht) und einen optischen Verstärkerteil aufweist, der das vom Sensorteil gewandelte Licht aufnimmt, zur weiteren Verarbeitung weiterleitet und dabei verstärkt. Erfindungsgemäß weist der Verstärkerteil wenigstens einen optischen Lichtwellenleiter (1, 2, 2a, 2b, 20) auf, dessen Material zur Verstärkung des Szintillationslichts optisch gepumpt (3, 24, 25) ist.

### LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AL	Albanien	ES	Spanien	LS	Lesotho	SI	Slowenien
AM	Armenien	FI	Finnland	LT	Litauen	SK	Slowakei
AT	Österreich	FR	Frankreich	LU	Luxemburg	SN	Senegal
AU	Australien	GA	Gabun	LV	Lettland	SZ	Swasiland
AZ	Aserbaidschan	GB	Vereinigtes Königreich	MC	Monaco	TD	Tschad
BA	Bosnien-Herzegowina	GE	Georgien	MD	Republik Moldau	TG	Togo
BB	Barbados	GH	Ghana	MG	Madagaskar	TJ	Tadschikistan
BE	Belgien	GN	Guinea	MK	Die ehemalige jugoslawische Republik Mazedonien	TM	Türkmenistan
BF	Burkina Faso	GR	Griechenland	ML	Mali	TR	Türkei
BG	Bulgarien	HU	Ungarn	MN	Mongolei	TT	Trinidad und Tobago
BJ	Benin	IE	Irland	MR	Mauritanien	UA	Ukraine
BR	Brasilien	IL	Israel	MW	Malawi	UG	Uganda
BY	Belarus	IS	Island	MX	Mexiko	US	Vereinigte Staaten von Amerika
CA	Kanada	IT	Italien	NE	Niger	UZ	Usbekistan
CF	Zentralafrikanische Republik	JP	Japan	NL	Niederlande	VN	Vietnam
CG	Kongo	KE	Kenia	NO	Norwegen	YU	Jugoslawien
CH	Schweiz	KG	Kirgistan	NZ	Neuseeland	ZW	Zimbabwe
CI	Côte d'Ivoire	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	PL	Polen		
CM	Kamerun	KR	Republik Korea	PT	Portugal		
CN	China	KZ	Kasachstan	RO	Rumänien		
CU	Kuba	LC	St. Lucia	RU	Russische Föderation		
CZ	Tschechische Republik	LI	Liechtenstein	SD	Sudan		
DE	Deutschland	LK	Sri Lanka	SE	Schweden		
DK	Dänemark	LR	Liberia	SG	Singapur		
EE	Estland						

## Strahlungsermittlungsvorrichtung

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zum Ermitteln von Eingangsstrahlung, z.B. Röntgen-,  $\gamma$ -, ionisierender Strahlung bzw. Fluoreszenz- oder Restlicht, mit mindestens einem Erfassungselement, das einen Sensorteil (Szintillator, Wellenlängenschieber und dgl.) zur Umwandlung der Eingangsstrahlung in im UV-, sichtbaren oder IR-Teil des elektromagnetischen Spektrums liegende Photonen (z.B. Szintillationslicht) und einen optischen Verstärkerteil aufweist, der das vom Sensorteil gewandelte Licht aufnimmt, zur weiteren Verarbeitung weiterleitet und dabei verstärkt.

Vorrichtungen bzw. Detektoren zum Ermitteln von Eingangsstrahlung aus dem Wellenlängenspektrum der Röntgen- und  $\gamma$ -Strahlung sind in unterschiedlichen Ausführungsformen bekannt. Große Bedeutung haben diese Vorrichtungen auf dem Gebiet der Medizin, insbesondere im Zusammenhang mit bildgebenden Verfahren, wie beispielsweise PET (Positron Emission Tomography), SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography), Szintigraphie (Anger-Kamera), Röntgentomographie CT (Computed Tomography), erlangt.

Unter den verschiedenen bildgebenden Verfahren in der Medizin besitzt die MR- (kernmagnetische Resonanz bzw. Nuclear Magnetic Resonance) Tomographie aufgrund hervorragender Bildqualität und dreidimensionaler Bildinformation große diagnostische Bedeutung. Diese beruht auf der Messung der dreidimensionalen Verteilung der Wasserstoffatome. Sie ist anderen Röntgen- bzw. nuklearmedizinischen Verfahren, wie beispielsweise Szintigraphie und PET bezüglich der Auflösung um Größenordnungen überlegen. Aus diesen Gründen eignet sich die MR-Tomographie insbesondere zur Lokalisationsdiagnostik. Demgegenüber bestehen die Stärken der Szintigraphie oder PET in der Erfassung physiologischer Parameter.

Es besteht deshalb ein Bedarf an einem medizinischen Instrument, das die Vorteile der Bildgebungsverfahren aufgrund physiologischer Parameter, z.B. Szintigra-

- 2 -

phie/PET, mit denjenigen der auf Strukturinformation beruhenden Bildgebungsverfahren, wie beispielsweise MR-Tomographie, sinnvoll verknüpft.

Versuche, Informationen aus beiden Systemen nachträglich zu kombinieren sind u.a. am Deutschen Krebsforschungszentrum durchgeführt worden (L. R. Schad, "Three Dimensional Image Correlation of CT, MR, and PET: Studies in Radiotherapy Treatment Planning of Brain Tumors", Journal of Computer assisted Tomography, 1987, II (6), S. 948-954).

Eine Problematik bei der nachträglichen Kombination von Information aus mehreren unterschiedlichen bildgebenden Systemen besteht jedoch darin, daß der menschliche Körper nicht starr ist. Es treten deshalb zwischen den unterschiedlichen bildgebenden Systemen Übertragungsprobleme auf. Diese versucht man mittels digitaler Bildverarbeitung zu kompensieren, was bei Tumoren im Kopfbereich durch stereotaktische Maßnahmen auch gelingt.

Wünschenswert wäre ein Kombinationsgerät, das die simultane Erfassung von Strukturinformation und die dreidimensionale Verteilung von Radioaktivität ermöglicht. Dies ist durch eine Kombination aktuell verfügbarer Geräte nicht erreichbar. Haupthindernisse stellen dabei das hohe statische Magnetfeld, die zeitlich geschalteten, starken Magnetfeld-Gradienten, die gepulst eingestrahlten elektromagnetischen Wellen im MHz-Bereich und der geringe vorhandene Raum für weitere Detektionseinrichtungen im Zentralbereich eines MR-Tomographen dar. Aus diesem Grund können keine Detektoren auf elektronischer Basis im Innern eines MR-Tomographen benutzt werden. Das bedeutet, daß zur Zeit in PET-Geräten verwendete Kristalle (BGO, BaF<sub>2</sub> und dergleichen), an die ein Photomultiplier direkt gekoppelt ist, für das angestrebte Kombinationsgerät untauglich sind.

Diese Probleme können zumindest dadurch teilweise überwunden werden, daß anstelle von Kristallen Bündel aus szintillierenden Lichtwellenleitern verwendet werden. Erste Versuche mit gebündelten szintillierenden Lichtwellenleitern sind bereits publiziert worden (R. C. Chaney et al., "Testing the Spatial Resolution and Efficiency of Scintillating Fiber PET Moduls", IEEE Transactions of Nuclear Science, Band 39, Nr. 5, Oktober 1992). In einem Seminarvortrag, gehalten am Deutschen Krebsforschungszentrum im Sommer 1995, hat Professor P.P. Antich über die ersten Versuche eines Kombinationsgerätes (PET/MR-Tomographie)

- 3 -

berichtet. Bei diesen Instrumenten sind szintillierende Kunststoff-Lichtwellenleiter verwendet worden. Das am Ende des Faserbündels austretende Szintillationslicht wurde mit Photomultipliern in ein elektrisches Signal gewandelt (der Abstand Szintillationslicht - Photomultiplier betrug dabei ca. 5 m). Große Probleme bereitete bei diesen Experimenten die nicht vernachlässigbare optische Dämpfung der szintillierenden Kunststoffasern, sowie die geringe Anzahl der im szintillierenden Lichtwellenleiter erzeugten Photonen. Genau diese Probleme werden durch die Erfindung auf elegante Weise gelöst, wie nachfolgend im einzelnen ausgeführt.

Alternativ zu Photomultipliern werden MCA's (Multi-Channel-Plates, Vielkanal-Platten-Verstärker) zur Ermittlung schwacher Lichtsignale verwendet. Nachteilig bei beiden Systemen ist, daß zu ihrem Betrieb Hochspannung im Bereich von mehreren hundert Volt benötigt wird. Dies verteuert mit derartigen Detektoren ausgerüstete Geräte.

Zur Detektion von Röntgen- oder  $\gamma$ -Quanten werden auch elektronische Bauteile verwendet. Hierbei handelt es sich meist um PIN- und Avalanche-Dioden, die ein ausgeprägtes thermisches Rauschverhalten zeigen und schon aus diesem Grund grundsätzlich optischen Verstärkern unterlegen sind.

Optische Verstärker sind aus physikalischen Gründen elektronischen Verstärkern grundsätzlich überlegen, weil sie ein besseres Signal/Rauschverhältnis haben.

Zu dem vorstehend angeführten Stand der Technik ist zusammenfassend festzustellen, daß die Verstärkerteile bekannter Strahlungsermittlungsvorrichtungen nur bedingt geeignet sind, sehr schwache Signale zu verstärken, und diese Information über große Entfernungen zu übertragen. Ein weiterer Nachteil der bekannten Vorrichtungen besteht darin, daß sehr schwaches Szintillations- bzw. Fluoreszenzlicht insbesondere in schwer zugänglichen Versuchs- bzw. Untersuchungsanordnungen nur schwer nachweisbar ist. Ferner ist eine räumliche Trennung zwischen dem Erfassungsort und dem Auswertungsort aufgrund der schwachen Signale nur schwer zu erreichen.

Zum allgemeinen Stand der Technik wird auf die folgenden Druckschriften verwiesen:

- 4 -

- DE-OS 23 51 450; diese Druckschrift betrifft einen Szintigraphie-Kollimator, der zur Fokussierung der aus einem  $\gamma$ -Strahl-emittierenden Untersuchungsobjekt austretenden  $\gamma$ -Strahlung dient.
- DE-OS 24 46 226; diese Druckschrift betrifft ein Szintillator, der aus Metallionen dotiertem Alkali-Halogenid-Material besteht.
- DE 39 18 843; diese Druckschrift betrifft einen Röntgendetektor, der aus einer Reihe kleiner Stäbe aus Szintillator-Material besteht.
- DE 33 27 031 A1; diese Druckschrift betrifft ein Röntgengerät, bei dem ein spaltförmiges Röntgenstrahlenbild in ein sichtbares Bild umgesetzt und über eine Lichtleiteranordnung einem Bildverstärker zugeführt wird, dessen Ausgangsbild mittels eines Wandlers in ein elektrisches Signal umgesetzt wird.
- DE 43 34 594; diese Druckschrift betrifft einen Detektor für energiereiche Strahlung für die Computertomographie, wobei eine Reihe von Szintillatoren vorgesehen ist, denen entsprechende, durch Schlitze voneinander getrennte Lichtleiter zugeordnet sind.
- EP 0 471 926 A2; diese Druckschrift betrifft ein schnelles strahlungsstabiles CT-Szintillatorsystem, bei dem ein spezielles Granatmaterial verwendet wird.

Der vorliegenden Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Strahlungsermittlungsvorrichtung der im Oberbegriff des Anspruchs 1 genannten Art zu schaffen, die für bildgebende Verfahren mit hoher Ortsauflösung auch für schwache Eingangsstrahlung sowie insbesondere im Zusammenhang mit schwer zugänglichen Anordnungen eingesetzt werden kann.

Gelöst wird diese Aufgabe durch die kennzeichnenden Merkmale des Anspruchs 1. Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen angegeben. Vorteilhafte Verwendungen der erfindungsgemäßen Vorrichtung sind in den Verwendungsansprüchen genannt.

Die Erfindung schafft demnach mit anderen Worten eine Strahlungsermittlungseinrichtung mit einem Erfassungselement, dessen Verstärkerteil nach Art eines Lasers eine optische Verstärkung von Szintillationslicht durch einen optischen Wellenleiter gewährleistet, dessen Material optisch gepumpt ist. Durch das optische Pumpen werden die durch den Sensorteil aus der Eingangsstrahlung gewonnenen Photonen mehrtausendfach verstärkt. Ein entscheidender Vorteil der erfindungsgemäßen Vorrichtung besteht darin, daß der Lichtwellenleiter, und damit der Verstärkerteil grundsätzlich in unmittelbarer Nähe des Photonenerzeu-

- 5 -

gungsorts angeordnet werden kann, oder aber in der Nähe eines optischen Leiters, der diese Photonen zum Verstärkerteil überträgt. Während im ersten Fall, der Anordnung des Lichtwellenleiters in unmittelbarer Nähe des Photonenerzeugungsorts, auch schwächste Eingangsstrahlung bzw. Eingangsstrahlung in schwer zugänglichen Anordnungen erfaßt werden kann, besteht der wesentliche Vorteil des zweiten Falls, der entfernten Anordnung des gepumpten optischen Lichtwellenleiters vom Photonenerzeugungsort, darin, daß die Photonenverstärkung ungestört von Störfeldern, wie beispielsweise großen Magnetfeldern erfolgen kann.

Besondere Bedeutung für die Erfindung hat die Tatsache, daß die am Wechselwirkungsort erzeugten Photonen sofort oder gegebenenfalls über Zwischenschritte eine optische Verstärkung erfahren. Dies macht die Ermittlung sehr weniger Photonen möglich. Das Erfassungselement stellt somit ein sehr kompaktes, richtungsselektives, hocheffizientes Bauteil dar, das es zudem gestattet, Information über größere Entfernungen zu übertragen und die zur Verstärkung benötigte Energie (Pumplicht in rein optischer Form) ebenfalls aus größerer Entfernung zu beziehen. Dabei findet eine räumliche und funktionelle Trennung der für die Wandlung zuständigen Abschnitte (z.B.  $\gamma$ -Quant  $\rightarrow$   $\nu$ -Photon  $\rightarrow$  Verstärkung  $\rightarrow$  Weiterleitung  $\rightarrow$  elektrisches Signal) statt.

Der Sensorteil und der optische Verstärkerteil arbeiten jeweils ohne elektronische Bauteile. Das heißt, (elektrische) Energie wird nicht über Drähte, sondern rein optisch zugeführt, was für praktische Anwendungen ein entscheidender Vorteil gegenüber existierenden  $\gamma$ - und Röntgendetektoren auf Siliciumbasis ist. Zwischen den peripher angeordneten elektronischen Baugruppen, z.B. dem Auslese- teil (z.B. CCD-Kamera mit Computer-Interface), der Pump-Lichtquelle (z.B. eine Laserdioden, die zur Erzeugung der Besetzungsinversion im optischen Verstärkerteil benötigt wird) auf der einen Seite und dem rein optischen Teil auf der anderen Seite mit dem Sensorteil, der für die Konvertierung der Röntgen- bzw.  $\gamma$ -Quanten verantwortlich ist, und dem optischen Verstärkerteil können daher Entfernungen von mehreren Metern bis hunderten von Metern liegen.

Die für die Erfindung benötigten speziellen optischen Lichtwellenleiter stehen bereits zur Verfügung bzw. können den Kundenbedürfnissen entsprechend hergestellt werden (Le Verre fluore). Bevorzugt handelt es sich dabei um Schwermetall-Fluorid-Gläser (HMFG, Heavy Metal Fluorid Glass, Halide Glasses), wobei diese

mit Atomen aus der Gruppe der Lanthaniden (Selten-Erdmetalle bzw. RE: rare earth) des Periodensystems der Elemente dotiert sind. Zur Gruppe der Lanthaniden zählen: Cer (Ce), Praseodym (Pr), Neodym (Nd), Promethium (Pm), Samarium (Sm), Europium (Eu), Gadolinium (Ga), Terbium (Tb), Dysprosium (Dy), Holmium (Ho), Erbium (Er), Thulium (Tm), Ytterbium (Yb) und Lutetium (Lu). Der Nachweis von Lasertätigkeit wurde für folgende Selten-Erdmetalle in Schwermetall-Fluorid-Gläsern nachgewiesen (Stand 1991, Quelle: Fluoride Glass Fiber Optics, Ishar D. Aggarwal, Gang Lu, Academic Press, Inc., 1991): Nd, Er, Ho, Tm. Zwischenzeitlich wurde für nahezu sämtliche Selten-Erdmetalle Laseraktivität nachgewiesen. Weitere bevorzugte Lichtwellenleiter umfassen glaskeramisches Material, Chalkogenidgläser oder Phosphatgläser.

Bei den obengenannten Gläsern, insbesondere den Schwermetall-Fluorid-Gläsern handelt es sich um Mehrkomponenten-Gläser.

Ein Vorteil gegenüber dotierten Silikatgläsern besteht u.a. darin, daß wesentlich höhere Dotierungskonzentrationen mit Selten-Erdmetallen erfolgen können, woraus ein größerer Wirkungsgrad für optische Verstärker bzw. Faserlaser resultiert.

Ein weiterer Vorteil von mit Selten-Erdmetallen dotierten Schwermetall-Fluorid-Gläsern besteht darin, daß dieses Material im Gegensatz zu den herkömmlichen Silikatglas-Lichtwellenleitern kristallartige Eigenschaften aufweist. Schwermetall-Fluorid-Gläser bestehen aus Materialien, wie beispielsweise BaF<sub>2</sub>, CeF<sub>3</sub>, die bereits in kristalliner Form als Strahlungsdetektoren verwendet werden. Von Vorteil ist, daß Schwermetall-Fluorid-Gläser eine hohe Dichte aufweisen, die ausreicht, für  $\gamma$ -Strahlen die erforderliche "Stopping Power ( $dE/dx$ ; Energieverlust  $E$  pro Wegstrecke  $x$ )" zu erreichen. Diese "Stopping Power" ist mit den bislang auf diesem Gebiet sowie in der Hochenergie-Physik üblichen Kunststoff-Fasern nicht erzielbar. Ein weiterer Vorteil durch die Verwendung von Schwermetall-Fluorid-Glas als optischer Wellenleiter besteht darin, daß diese Lichtwellenleiter selbst als Kollimator fungieren können. Ein Vorteil der Schwermetall-Fluorid-Gläser gegenüber Kristallen zur Strahlungserfassung besteht in ihrer einfachen Handhabung, ihrer problemlosen Verarbeitbarkeit und ihrer billigen Herstellbarkeit.

Gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung wird keine direkte Besetzungsinversion durch Licht der Pumpwellenlänge  $\lambda_1$  benutzt; vielmehr wird ein physikalischer Auf-Konvertierungsprozeß (up-conversion) bzw. eine Variante davon, der sogenannte lawinenartige Aufkonvertierungs-Prozeß (Avalanche con-



version) benutzt. Die lang Fluoreszenz-Lebensdauer von Selten-Erdionen in Schwermetall-Fluorid-Gläsern begünstigt die optische Frequenz-Aufkonvertierung (optical frequency up-conversion). Bei diesem Prozeß wird zuerst ein Selten-Erdion auf einen langlebigen, intermediären Anregungszustand gehoben, von wo aus es in einem zweiten Schritt auf einen noch höher gelegenen Zustand gelangt.

Der erfindungsgemäß zur Verstärkung des Szintillationslichts eingesetzte, gepumpte optische Lichtwellenleiter kann in unterschiedlicher Gestalt gebildet sein. Vorteilhafterweise ist der optische Lichtwellenleiter als optische Faser gebildet, die bevorzugt in an sich bekannter Art durch einen Mantel umschlossen ist. Die Einspeisung des Pumplichts in die Faser erfolgt entweder direkt in den Kern der Faser oder in den inneren Bereich des Fasermantels. Der Fasermantel besteht bevorzugt aus szintillationsfähigem Material und bildet dadurch den Sensorteil der Erfassungsvorrichtung.

Gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung kann neben kontinuierlichem Pumplicht auch gepulstes Pumplicht verwandt werden, so daß der optische Verstärker zeitlich getriggert bzw. aktiviert werden kann. Dadurch können koordinierte Abläufe besser beobachtet werden. Als Beispiel hierzu möge eine Anwendung bei der Herzsintigraphie (Myokardsintigraphie) gelten. So kann der optische Verstärker über die simultane Ableitung des Elektrokardiogramms bei bestimmten Phasen der Herzaktion eingeschaltet werden, wobei die Einschaltphasen den Bereich von Picosekunden erreichen können. Diese Technik läßt sich zur Kompensation von Bewegungsartefakten, die z.B. von Atmung oder Kreislauf verursacht werden, einsetzen.

Neben Einzelaufnahmen können auch durch periodisch gepulstes Einschalten Zeitserien detektiert werden. Dies ist vorteilhaft zur kinetischen Untersuchung der Herzfunktion und z.B. zur Darstellung von Narbengewebe nach einem Herzinfarkt.

Der erfindungsgemäß vorgesehene Lichtwellenleiter kann auch in säulenartiger Mikrostruktur gebildet sein, die beispielsweise auf einem Siliziumwafer aufgewachsen ist. Neben der Säulenform kommen für die Mikrostruktur-Elemente auch andere Formen in Betracht, die für den jeweiligen Anwendungszweck geeignet sind. Planare Wellenleiter sind für spezielle Einsatzzwecke ebenfalls geeignet.

- 8 -

Wie vorstehend erläutert, kommen als photonenauslösende Stoffe im Lichtwellenleiter beispielsweise Seltenerd-Metalle in Betracht. Alternativ hierzu können als Dotierstoff Farbstoffmoleküle verwendet werden.

Ein bevorzugter Anwendungsbereich der erfindungsgemäßen Vorrichtung liegt im Bereich von Radioimmuno-Essays, bei denen  $\beta$ -Strahlung ausgewertet wird.  $\beta$ -Strahlung besitzt nur eine sehr geringe Reichweite. Aktive Verstärkerelemente auf der Grundlage des erfindungsgemäßen gepumpten optischen Lichtwellenleiters, beispielsweise in Form von Faserbündeln, oder in Form säulenartiger Mikrostrukturen auf einem Siliziumwafer (bzw. einem Gallium-Arsenit-Substrat, auf dem Laserdioden und Photodioden zur Detektion gemeinsam realisiert sind) können bei dieser Anwendung als Mikro-Szintillator und Mikro-Verstärker von durch  $\beta$ -Strahlung erzeugtem Szintillationslicht dienen. Ein besonderer Vorteil dieser Anwendung besteht darin, daß diese Elemente als Ersatz für normales Füllmaterial dienen können. Erzielbar ist durch eine derartige Anordnung ein sehr hohes Auflösungsvermögen bei der Erfassung von  $\beta$ -Strahlung. Von Vorteil ist außerdem die Wiederverwendbarkeit der Anordnung, sowie deren bequeme Einsetzbarkeit, da die Auswertung ähnlich wie bei Filmmaterial erfolgen kann.

Eine weitere bevorzugte Anwendung der erfindungsgemäßen Vorrichtung besteht auf dem Gebiet der Biosensorik. Als Beispiel soll vorliegend eine Anwendung aus dem Bereich der Molekularbiologie kurz erläutert werden, bei der Fluoreszenzlicht verstärkt werden soll. Dabei werden Antikörper an eine lichtverstärkende Faser oder einen planaren Wellenleiter aus lichtverstärkenden Material gemäß der vorliegenden Erfindung gekoppelt. Hierzu wird bevorzugt ein Teil des äußeren Mantels bzw. der äußeren Schicht des Wellenleiters durch Anätzen porös gemacht. Das Antigen ist mit einem Fluoreszenz-Molekül beladen. Ein Teil des von innen oder außen angeregten Fluoreszenzlichts eines einzigen Farbstoffmoleküls dringt in das aktive Strukturelement (die lichtverstärkende Faser bzw. den aktiven planaren Wellenleiter) ein und wird dort lokal verstärkt. Das lokal verstärkte Fluoreszenzlicht kann dann verlustfrei zu einem räumlich entfernten Auswertesystem übertragen werden. Der Vorteil dieser Anordnung besteht demnach insbesondere darin, daß der Ort der Verstärkung räumlich getrennt vom Ort der Auswertung gewählt werden kann.

Zusammenfassend bietet die vorliegende Erfindung u.a. folgende Vorteile:

- 9 -

- Selbst schwächste Signale können durch die erfindungsgemäß Verstärkung erfaßt und zur Auswertung gegebenenfalls über große Strecken transportiert werden.
- Es gelingt der Nachweis von selbst sehr schwachem Szintillations- bzw. Fluoreszenzlicht in mit herkömmlichen Detektoren nicht bzw. nur schwer zugänglichen Anordnungen.
- Eingangsstrahlung kann lokal erfaßt, verstärkt und an ein entfernt angeordnetes Auswertungssystem, beispielsweise eine CCD-Kamera übertragen werden.
- Es gelingt die räumliche Trennung des Umsetzungsorts von  $\gamma$ - oder Röntgen-Quanten in Lichtquanten bei gleichzeitiger Verstärkung durch das optische Pumpen sowie durch das spätere Umwandeln des optischen Signals in elektrisches Signal.
- Die erfindungsgemäße Strahlungsermittlungseinrichtung kann kostengünstig hergestellt werden.

Nachfolgend wird die Erfindung anhand der Zeichnung beispielhaft näher erläutert; es zeigen:

- Fig. 1 schematisch eine erste Ausführungsform der Erfassungseinrichtung der erfindungsgemäßen Strahlungsermittlungsvorrichtung;
- Fig. 2 eine zweite Ausführungsform der Erfassungseinrichtung der erfindungsgemäßen Strahlungsermittlungsvorrichtung;
- Fig. 3 eine dritte Ausführungsform der Erfassungseinrichtung der erfindungsgemäßen Strahlungsermittlungsvorrichtung;
- Fig. 4 eine vierte Ausführungsform der Erfassungseinrichtung der erfindungsgemäßen Strahlungsermittlungsvorrichtung;
- Fig. 5 eine spezielle Anwendung der Erfassungseinrichtung der erfindungsgemäßen Strahlungsermittlungsvorrichtung zum Ermitteln von  $\beta$ -Strahlung; und
- Fig. 6 eine spezielle Anwendung der Erfassungseinrichtung der erfindungsgemäßen Strahlungsermittlungsvorrichtung als Fluoreszenzsensor.

Sämtliche in der Zeichnung dargestellte Erfassungseinrichtungen weisen einen integralen Aufbau aus Sensorteil und Verstärkerteil auf.

In Fig. 1 ist eine erste Ausführungsform des Erfassungselements der erfindungsgemäßen Vorrichtung zur Ermittlung von Eingangsstrahlung gezeigt. Bei dem Er-

- 10 -

fassungselement handelt es sich um einen optischen Faserverstärker, bestehend aus einem Faserkern 1 und einem den Faserkern umschließenden Mantel (Cladding) 2. Der Kern 1 bildet den Verstärkerteil und besteht aus einem optisch aktiven Material, das optisch gepumpt ist, wie durch einen Pfeil 3 gezeigt, der die Einspeisungsrichtung von Pumplicht angibt. Der Mantel 2 besteht aus einem szintillierenden Material, das einen geringeren optischen Brechungsindex wie der Faserkern 1 aufweist.

Als Material für den Kern 1 kommt bevorzugt ein Schwermetall-Fluorid-Glas in Betracht, das im Gegensatz zu herkömmlichen, für Fasern verwendeten Silikatglas kristallartige Eigenschaften hat. Der Mantel 2 besteht bevorzugt ebenfalls aus einem Schwermetall-Fluorid-Glas, das jedoch mit einem szintillationsfähigen Dotierstoff dotiert ist. Bei dem Dotierstoff handelt es sich bevorzugt um Seltenerd-Metalle, insbesondere um Cer, Nd, Pr, Er, Tm. Da Schwermetall-Fluorid-Glas eine hohe Dichte aufweist, läßt sich für  $\gamma$ -Strahlen eine ausreichend große "Stopping Power" erreichen; d.h. ein aus diesem Material aufgebauter Lichtwellenleiter ist nicht nur zum Nachweis niedrigerenergetischer Strahlung, sondern auch zum Nachweis hochenergetischer Strahlung, wie beispielsweise  $\gamma$ -Strahlung geeignet, weshalb es für den erfindungsgemäßen Einsatz bevorzugt ist.

Innerhalb des Faserkerns 1 sind mittels kleiner Kreise optisch aktive Zentren des gepumpten Kernmaterials schematisch gezeigt.

Zur Verdeutlichung der Funktionsweise der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist in Fig. 1 die Bahn 4 eines ionisierenden Teilchens bzw. eines Gamma-Quants dargestellt, das den optischen Faserverstärker durchsetzt und bei Wechselwirkung mit dem Dotierstoff im Mantel 2 Szintillationslicht erzeugt, wie in Fig. 1 an der Stelle 5 des Mantels 2 gezeigt, von der ausgehend das Szintillationslicht allseitig bzw. isotrop abgestrahlt wird. Ein Teil des Szintillationslichts bzw. der Photonen vom Wechselwirkungsort 5 tritt in den Faserkern 1 ein und wird durch den dort ablaufenden optischen Verstärkungsprozeß (geeignete Frequenz vorausgesetzt) vervielfacht. Insbesondere wird durch das in den Kern 1 eingestrahlte Pumplicht dort eine Besetzungsinversion erzeugt, die ebenfalls in den Kern 1 eintretenden Photonen der Szintillationsstrahlung lösen induzierte Emissionen an den optisch aktiven Zentren aus und werden dadurch innerhalb des Kerns verstärkt. Sie werden an geeigneter Stelle zur weiteren Verarbeitung aus der Faser 1 ausgekoppelt.

- 11 -

Grundsätzlich kommen als Material für den Mantel 2 auch geeignete szintillierende Kunststoffe in Betracht, die in der wissenschaftlichen Literatur ausführlich beschrieben sind. Derartiges Kunststoffmaterial findet insbesondere in der Hochenergie-Physik bis hin zu medizinischen Anwendung breite Verwendung. Ein Nachteil bei der Verwendung von szintillierenden Kunststoff besteht darin, daß bei Wechselwirkung mit  $\gamma$ - bzw. Röntgen-Strahlung der Compton-Effekt dominiert; d.h. die Energie des Gamma-Quants bzw. des Röntgen-Quants wird nur teilweise absorbiert und es findet eine Richtungsänderung des einfallenden Gammaquants statt. Ein weiterer Nachteil dieses Kunststoffmaterials besteht in seiner geringen mittleren Abschwächung (stopping power) für die Eingangsstrahlung, die durch die geringe Dichte dieses Materials bedingt ist, wodurch der Wirkungsgrad für die Photonenerzeugung ungünstig ist. Schließlich besitzt dieses Material eine hohe innere Dämpfung, wodurch das erzeugte Szintillationslicht nur über kurze Strecken übertragen werden kann. Diese Nachteile von szintillierendem Kunststoff werden bei der erfindungsgemäßen Verwendung eines optischen Faserverstärkers durch die optische Verstärkung teilweise ausgeglichen, weshalb es grundsätzlich zur Verwendung mit der erfindungsgemäßen Strahlungsermittlungsvorrichtung in Betracht kommt.

Als optischer Verstärker kann alternativ ein mit Farbstoffmolekülen dotierter Kunststoffaserkern dienen, der von einem szintillierenden Mantel umgeben ist.

Die Länge der Faser 1, 2 hängt vom Einsatzzweck ab und beträgt bevorzugt zwischen 5 mm und 5 m.

Ein Vorteil des als optische Faser aufgebauten, optisch gepumpten Lichtwellenleiters 1, 2 besteht in der hohen erreichbaren Lichtverstärkung, in der äußerst kompakten Bauform, die auch einen Einsatz mit Anordnungen zuläßt, die durch herkömmliche Detektoren nicht zugänglich sind, und in der kostengünstigen Herstellbarkeit.

Die Erfindung ist jedoch nicht auf eine optische Faser beschränkt. Vielmehr kommen auch Kristalle oder planare Lichtleiter in Betracht, die aus einem zur optischen Verstärkung geeigneten Material hergestellt sind. Schließlich kann eine Mehrzahl derartiger Erfassungselemente, bzw. Fasern kombiniert werden.

Eine zweite Ausführungsform des Erfassungselements der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist in Fig. 2 gezeigt. Diese Ausführungsform unterscheidet sich von der in Fig. 1 gezeigten ersten Ausführungsform durch die Verwendung eines Doppelmantels (Double Cladding) 2a, 2b. Der Aufbau des inneren Mantels 2a entspricht dem Aufbau des Mantels 2 der Ausführungsform von Fig. 1, besteht also aus einem szintillierenden Fasermaterial, während der äußere Fasermantel 2a aus einem herkömmlichen, nicht szintillierenden Fasermaterial bestehen kann, das einen zum Material des inneren Fasermantels 2b unterschiedlichen Brechungsindex derart hat, daß im inneren Fasermantel 2b durch Szintillation erzeugtes Licht an der Grenzschicht zwischen dem Fasermantel 2a und dem Fasermantel 2b reflektiert wird. Der Vorteil dieser Maßnahme besteht darin, daß dieses reflektierte Licht, das für den Verstärkungsvorgang bei der Ausführungsform gemäß Fig. 1 nicht zur Verfügung steht, dem Verstärkungsvorgang ebenfalls zugeführt wird.

Fig. 3 zeigt eine dritte Ausführungsform des faserförmigen Erfassungsmaterials, das sich von der Ausführungsform gemäß Fig. 2 dadurch unterscheidet, daß das Pumplicht nicht in den Faserkern 1, sondern in den inneren Fasermantel 2a eingekoppelt wird. Der Vorteil dieser Ausführungsform besteht in einem im Vergleich zu dem vorausgehenden Ausführungsformen eine günstigere Strahlungsführung des Pumplichts. Außerdem weist die optische Faser als äußerste Schicht eine lichtundurchlässige Faserumhüllung 2c auf, wodurch ein optisches Übersprechen auf die Nachbarfasern verhindert wird (optische Isolation).

Fig. 4 zeigt eine vierte Ausführungsform des Erfassungselements der erfindungsgemäßen Strahlungsermittlungsvorrichtung. Der optisch aktive Verstärkerteil wird bei dieser Ausführungsform durch einen anorganischen szintillierenden Kristall (z.B. BGO), der mit laseraktiven seltenen Erdmetallen dotiert ist. Somit stellt der Kristall gleichzeitig ein aktives Lasermaterial und ein Szintillationsmaterial dar. Als Beispiel kommt ein mit seltenen Erdmetallionen dotierter Kristall (z.B. Nd-BGO) zum Einsatz. Der BGO-Kristall 20, der in der dargestellten Ausführungsform Quaderform hat, besitzt einen ähnlichen Aufbau wie Fig. 3. Die äußerste lichtundurchlässige Schicht 23 dient der optischen Isolierung vom Nachbarelement. Die Schichten 21 und 22 entsprechen dem inneren (2a) und äußeren (2b) Mantelmaterial der Fig. 3. Sie dienen als optisches Transportelement zur Einkopplung des Pumplichtes in den BGO Kristall. Das Mantelmaterial kann aus lichtdurchlässigen Kunststoffen bestehen. In die Schichten 21 und 22 wird, wie durch die

- 13 -

Pfeil 24 und 25 gezeigt, Pumplicht eingekoppelt, um den BGO-Kristall zu pumpen, und dadurch Szintillationslicht zu verstärken, das durch in einfallendes Licht-Quant, beispielsweise ein Gamma-Quant im BGO-Kristall an der Position 26 im Kristallmaterial erzeugt wird. Mit Kreisen 27 sind wiederum die optischen aktiven Zentren bezeichnet. Ein Vorteil dieser Ausführungsform des Erfassungselements besteht darin, daß auf kostspielige Photomultiplier verzichtet werden kann. Durch die Vorverstärkung im optischen Verstärkerteil können nunmehr kostengünstige PIN- oder Avalanche-Dioden verwandt werden.

Fig. 5 zeigt eine bevorzugte Anwendung der erfindungsgemäßen Strahlungsermittlungseinrichtung gemäß den in den Fig. 1 bis 3 gezeigten Ausführungsformen in Gestalt eines optischen Faserverstärkers zum Nachweis von  $\beta$ -Teilchen. Demnach durchsetzt die Faser 1, 2 mittig einen länglichen Behälter 30 mit einem Einlaß 31 und einem Auslaß 32 für eine Trägerflüssigkeit 33, welche die Faser 1, 2 umspült und  $\beta$ -Teilchen 34 emittierende radioaktiv markierte Moleküle 35 oder z.B. markierte Zellen 35, markierte Bakterien 35 oder markierte Viren 35 enthält. Die  $\beta$ -Teilchen können nun in den Fasermantel 2 aus szintillierendem Material eindringen und Szintillationslicht erzeugen, das wie vorstehend erwähnt, durch den erfindungsgemäßen optischen Faserverstärker verstärkt wird. Erster Vorteil der Vorrichtung in Fig. 5 ist, daß die freigesetzten  $\beta$ -Teilchen sich in unmittelbarer Nähe zum Faserverstärker befinden. Dies ist wichtig, da  $\beta$ -Teilchen nur eine geringe Reichweite (wenige Millimeter) aufweisen. Zweiter Vorteil der Vorrichtung ist, daß das röhrenförmige Gebilde in beliebiger Länge vorliegen kann und damit die Detektionsoberfläche im Verhältnis zum Flüssigkeitsvolumen groß wird und die Empfindlichkeit zunimmt. Dritter Vorteil der Vorrichtung ist, daß eine Wechselwirkung im Faserkern dem Volumenelement räumlich zugeordnet werden kann. Dies geschieht durch die Messung und den Vergleich des aus dem Faserkern 1 rechts und links austretenden verstärkten Lichts. Hierdurch ergibt sich die Möglichkeit zum Aussortieren z.B. von Molekülen, Zellen, Bakterien oder Viren. Vierter Vorteil ist, daß die Vorrichtung als Durchflußdetektor kontinuierlich betrieben werden kann. Dies ermöglicht die Kontrolle von kleinsten Mengen von radioaktiven Betastrahlen z.B. im Abwasser.

Nachdem in den Fig. 1 bis 5 Ermittlungseinrichtungen für Strahlungen gezeigt wurden, ist in Fig. 6 ein Beispiel für einen Biosensor zur "Single Molecule Detection" gezeigt, der die Detektion geringer Mengen an fluoreszenzmarkierten Substanzen in Flüssigkeiten oder im lebenden Organismus ermöglicht. Beispi

für fluoreszenzmarkierte Substanzen können Medikamente oder Makromoleküle, wie z.B. Proteine, sein. Ferner können fluoreszenzmarkierte Zellen, Bakterien oder Viren detektiert und quantifiziert werden. Die Ermittlung von Fluoreszenzlicht kann in Flüssigkeiten in-vitro oder in-vivo im lebenden Organismus stattfinden.

In Fig. 6 ist eine optische Faser gezeigt, die sich durch einen Kern 51 auszeichnet, durch den das Licht 52 zur Fluoreszenzanregung eingekoppelt wird, der aber nicht wie zuvor beschrieben als optischer Verstärkerteil dient. Der optische Verstärkerteil befindet sich hier im inneren Mantelteil 47. Äußerer Mantelteil 48 und innerer Mantelteil 47 bilden den bereits beschriebenen Lichtwellenleiter. Die Außenschicht 49 dient zum mechanischen Schutz der Faser, ist lichtundurchlässig und verhindert das Eindringen von Störlicht. Im Gegensatz zu den vorherigen Beispielen 1-5, bei denen die Photonen innerhalb des Sensorteils entstanden, entstehen die Photonen hier in unmittelbarer Nachbarschaft des Sensorteils. Der Sensorteil dient zur Aufnahme, Verstärkung und Weiterleitung des Fluoreszenzlichtes. Das eine Ende der Faser befindet sich z.B. in einer Flüssigkeit (Wasser, Blut, organisches Lösungsmittel etc. 41) oder in einem Gel 41 oder Sol (z.B. Zytosol von Zellen 41), in denen sich die zu detektierenden fluoreszenzmarkierten Substanzen 42 befinden. Im Medium 41, in das die Faser eintaucht, bildet sich durch das Fluoreszenzanregungslicht 52 ein örtlich definierter Lichtkegel 43. Gelangen durch Diffusion oder Konvektion fluoreszenzmarkierte Substanzen 42 in diesen Lichtkegel 43, wird die fluoreszenzmarkierte Substanz 42 in einen angeregten Zustand versetzt 44 und emittiert Fluoreszenzlicht 45. Ein Teil des Fluoreszenzlichts 45 tritt ins Innere des Fluoreszenzsensors ein. Das Material des inneren Mantels fungiert wiederum als optischer Faserverstärker und wird durch Pumplicht 53 aktiviert. Trifft nun ein Photon 45 auf ein optisch aktives Zentrum 46, kommt es in der Summe zur lawinenartigen optoelektronischen Verstärkung und am anderen Faserende tritt das verstärkte Fluoreszenzlicht 50 aus. Die optoelektronische Wandlung kann bevorzugt mit einer PIN- oder Avalanche-Diode durchgeführt werden.



### Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Ermitteln von Eingangsstrahlung, z.B. Röntgen-,  $\gamma$ -, ionisierender Strahlung bzw. Fluoreszenz- oder Restlicht, mit mindestens einem Erfassungselement, das einen Sensorteil (Szintillator, Wellenlängenschieber und dgl.) zur Umwandlung der Eingangsstrahlung in im UV-, sichtbaren oder IR-Teil des elektromagnetischen Spektrums liegende Photonen (z. B. Szintillationslicht) und einen optischen Verstärkerteil aufweist, der das vom Sensorteil gewandelte Licht aufnimmt, zur weiteren Verarbeitung weiterleitet und dabei verstärkt, dadurch gekennzeichnet, daß der Verstärkerteil wenigstens einen optischen Lichtwellenleiter (1, 2, 2a, 2b, 20) aufweist, dessen Material zur Verstärkung des Szintillationslichts optisch gepumpt (3, 24, 25) ist.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das optische Pumpen (3, 24, 25) einem Aufkonvertierungsprozeß (Upconversion) unterworfen ist.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Lichtwellenleiter (1, 2, 2a, 2b) ein Schwermetall-Fluorid-Glas umfaßt.
4. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Lichtwellenleiter Quarz umfaßt.
5. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Lichtwellenleiter wenigstens einen szintillierenden anorganischen Kristall (z.B. BGO,  $\text{BaF}_2$ ,  $\text{LiF}_3$ ,  $\text{LiYF}_4$ ,  $\text{YAlO}_3$  usw.) (20) umfaßt.
6. Vorrichtung nach Anspruch 1, 2 oder 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Lichtwellenleiter szintillierende Kunststofffasern umfaßt.
7. Vorrichtung nach Anspruch 1, 2, 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß der Lichtwellenleiter Hohlleiter gefüllt mit szintillierender Flüssigkeit umfaßt.

- 16 -

8. Vorrichtung nach Anspruch 1, 2, 5, 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, daß der Lichtwellenleiter einen Kern aus dotiertem Schwermetallfluorid, umgeben von fluoreszierendem Kunststoffmaterial, umfaßt.
9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß der Verstärkerteil den Sensorteil integral enthält, in dem das Material des Lichtwellenleiters (1, 2, 2a, 2b, 20) mit einem Photonen auslösenden Stoff dotiert ist.
10. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß der Dotierstoff bevorzugt ein bis vier seltene Erdmetalle (rare earths) umfaßt.
11. Vorrichtung nach Anspruch 9 oder 10, dadurch gekennzeichnet, daß der Dotierstoff Farbstoffmoleküle umfaßt.
12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß der Dotierstoff in einer Hülle (2, 2a, 2b), die das Material des Lichtleiters (1) umschließt und gegebenenfalls auch in dessen Kern enthalten ist.
13. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß der Lichtwellenleiter (1, 2, 2a, 2b) eine optische Faser bzw. ein optisches Faserbündel ist.
14. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß die optische Faser (1, 2, 2a, 2b) mit einem Mantel zur Rückspiegelung von Licht umschlossen ist.
15. Vorrichtung nach Anspruch 11, 12 oder 13, dadurch gekennzeichnet, daß das Pumplicht in den Kern (1) der Faser eingekoppelt ist.
16. Vorrichtung nach Anspruch 11, 12 oder 13, dadurch gekennzeichnet, daß das Pumplicht in den inneren Bereich (2a) des Fasermantels eingekoppelt ist.
17. Vorrichtung nach Anspruch 15 oder 16, dadurch gekennzeichnet, daß neben kontinuierlichem Pumplicht auch gepulstes Pumplicht eingekoppelt ist.

- 17 -

p It ist, um den optischen Verstärker zeitlich zu triggern bzw. zu aktivieren.

18. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß der Lichtwellenleiter eine säulenartige Mikrostruktur ist.
19. Vorrichtung nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, daß die säulenartige Mikrostruktur auf einem Silizium-Wafer gebildet ist.
20. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 19, dadurch gekennzeichnet, daß der Lichtwellenleiter ein planarer Wellenleiter ist.
21. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 20, dadurch gekennzeichnet, daß als Pumplicht eine bis mehrere IR-Lichtwellenlängen, bevorzugt eine bis drei IR-Lichtwellenlängen verwendet sind.
22. Vorrichtung nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, daß dem Verstärkerteil ein optoelektronischer Wandler (z.B. CCD-Kamera, PIN-Diode, Avalanche-Diode, Photomultiplier, Multichannel Plate) nachgeschaltet ist.
23. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 22, dadurch gekennzeichnet, daß der Verstärkerteil in unmittelbarer Nähe zum Sensorteil angeordnet ist.
24. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 23, dadurch gekennzeichnet, daß der Sensorteil soweit vom Aufbereitungsort entfernt ist, daß am Ort des Sensorteils befindliche Störeinflüsse, z.B. EM-Strahlung oder Magnetfelder am Ort des Aufbereitungsteils vernachlässigbar sind.
25. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 24, gekennzeichnet durch im Sensorteil angeordnete Wellenlängenschieber (wave length shifters) zum Wandeln der Photonenfrequenz, wobei die organischen Farbstoffmoleküle oder die seltenen Erden folgende Doppelfunktion ausüben: zunächst lösen sie durch Wechselwirkung Photonen der Wellenlänge  $\lambda_1$  aus und in einem zweiten Prozeß reabsorbieren sie dieses Licht und geben es mit einer Wellenlänge  $\lambda_2$  (größer als  $\lambda_1$ ) wieder, um eine optimale Anpassung an die Wellenlänge des optischen Verstärkers bereitzustellen.

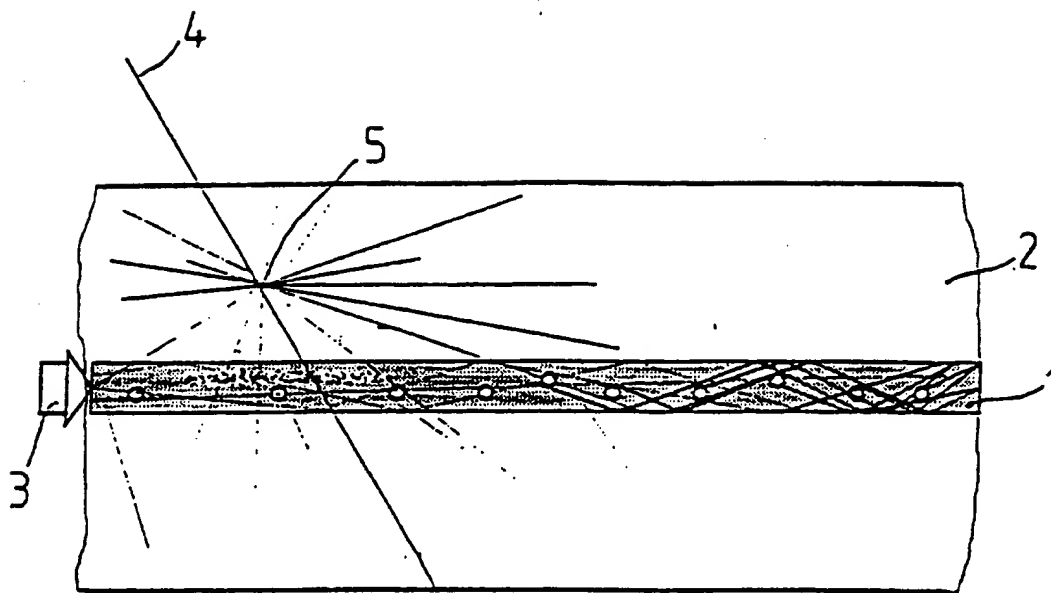
- 18 -

26. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 25, dadurch gekennzeichnet, daß der Sensorteils eine längliche Gestalt so aufweist, daß eine Richtungsselektion der einfallenden Strahlung (nicht des Lichts!) erfolgt und die Einfallsrichtung der Strahlung näherungsweise im Sinne eines aktiven richtungsselektiven Kollimators rekonstruiert wird.
27. Verwendung der Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche in einer NMR-Vorrichtung.
28. Verwendung nach einem der Ansprüche 1 bis 26 in einer PET-Einrichtung.
29. Verwendung nach Anspruch 27, wobei die NMR-Vorrichtung mit einer PET-Einrichtung kombiniert ist.
30. Verwendung der Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 26 in einer SPECT-Einrichtung.
31. Verwendung nach Anspruch 30, wobei die SPECT-Einrichtung mit einer NMR-Vorrichtung kombiniert ist.
32. Verwendung der Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 26 in einer Gamma-Kamera.
33. Verwendung der Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 26 in einer Röntgen-Abbildungseinrichtung, z.B. einer Röntgen-Tomographie-Einrichtung.
34. Verwendung der Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 26 in Kombination mit einem Gerät zur Strahlentherapie (z.B. Linac), wobei Erfolg und Dosis der Bestrahlung durch das Erfassungselement gleichzeitig kontrolliert werden.
35. Verwendung der Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 26 in einer Röntgen-Diffraktionseinrichtung.

- 19 -

36. Verwendung der Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 26 in einem Kalorimeter (Hochenergie-Physik).
37. Verwendung der Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 26 für Radioimmuno-Essays.
38. Verwendung der Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 26 für die Biosensorik.

1/5



2/5

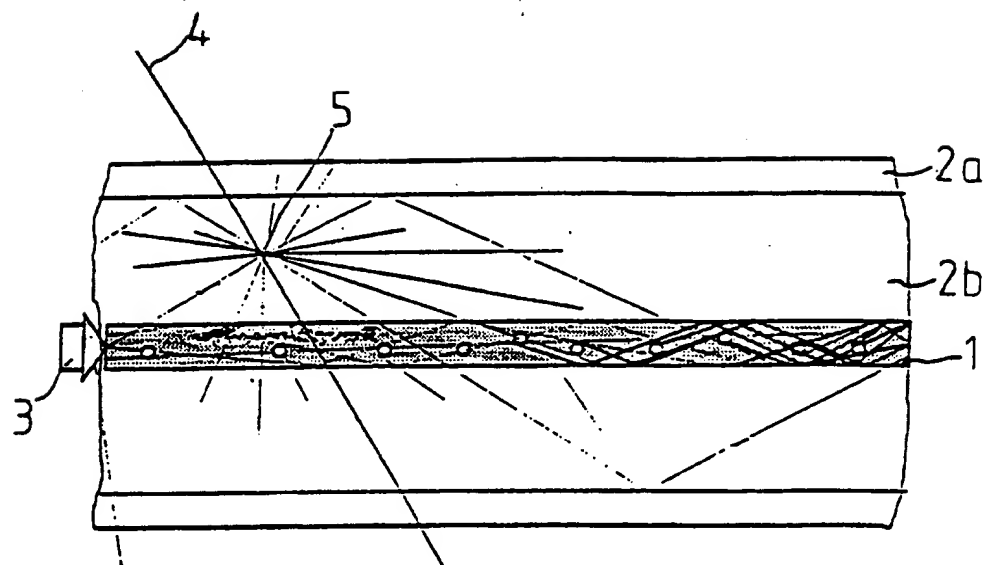


FIG. 2

3/5

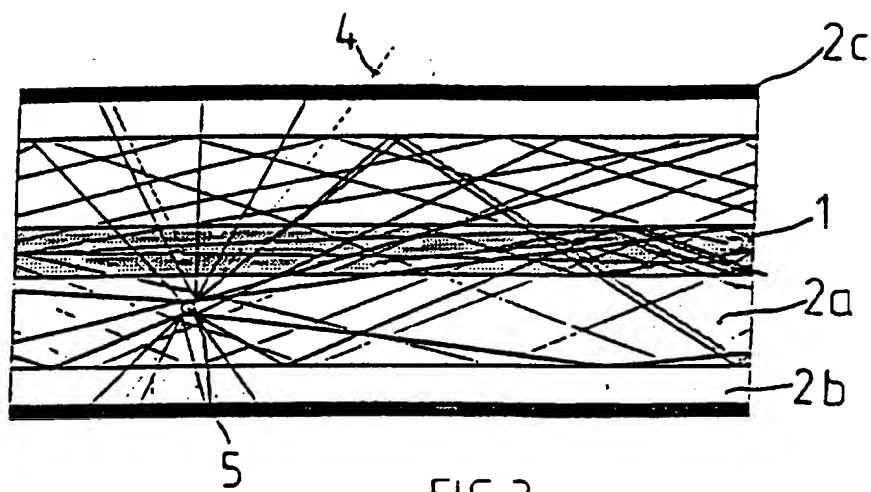


FIG. 3

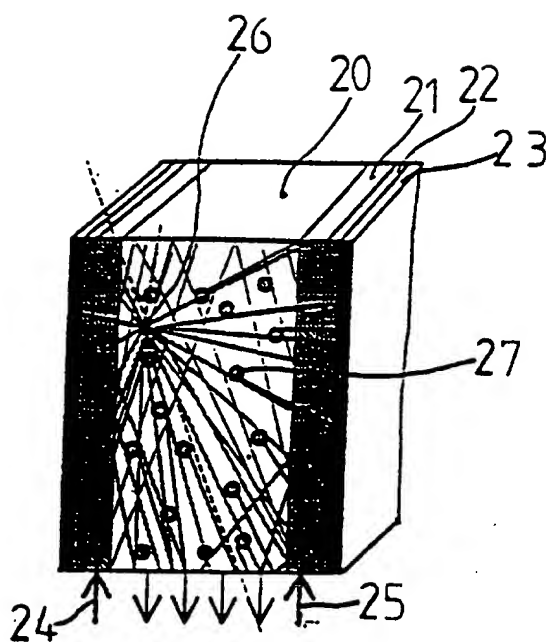


FIG. 4



4/5

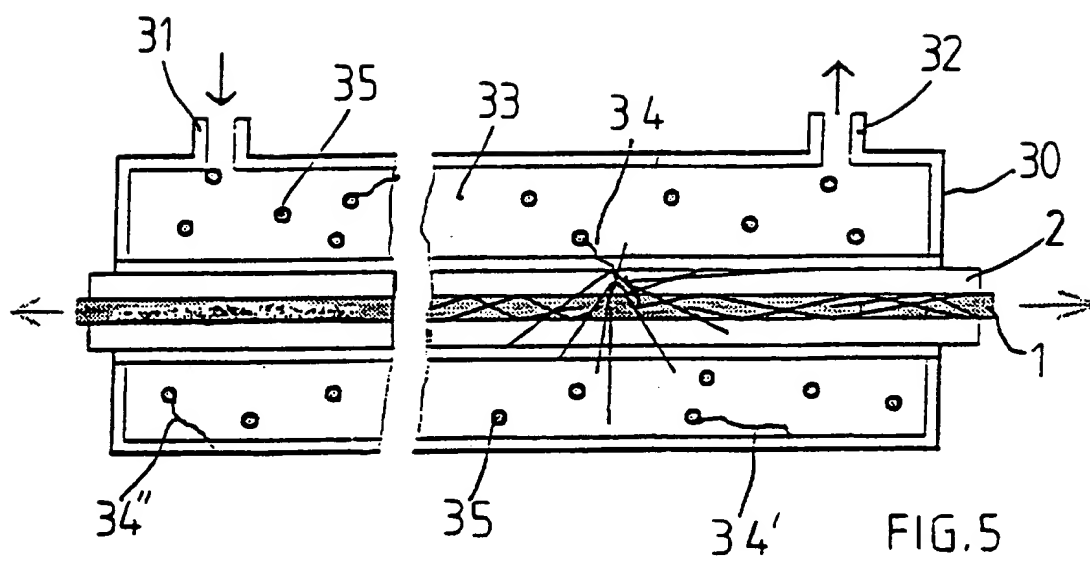
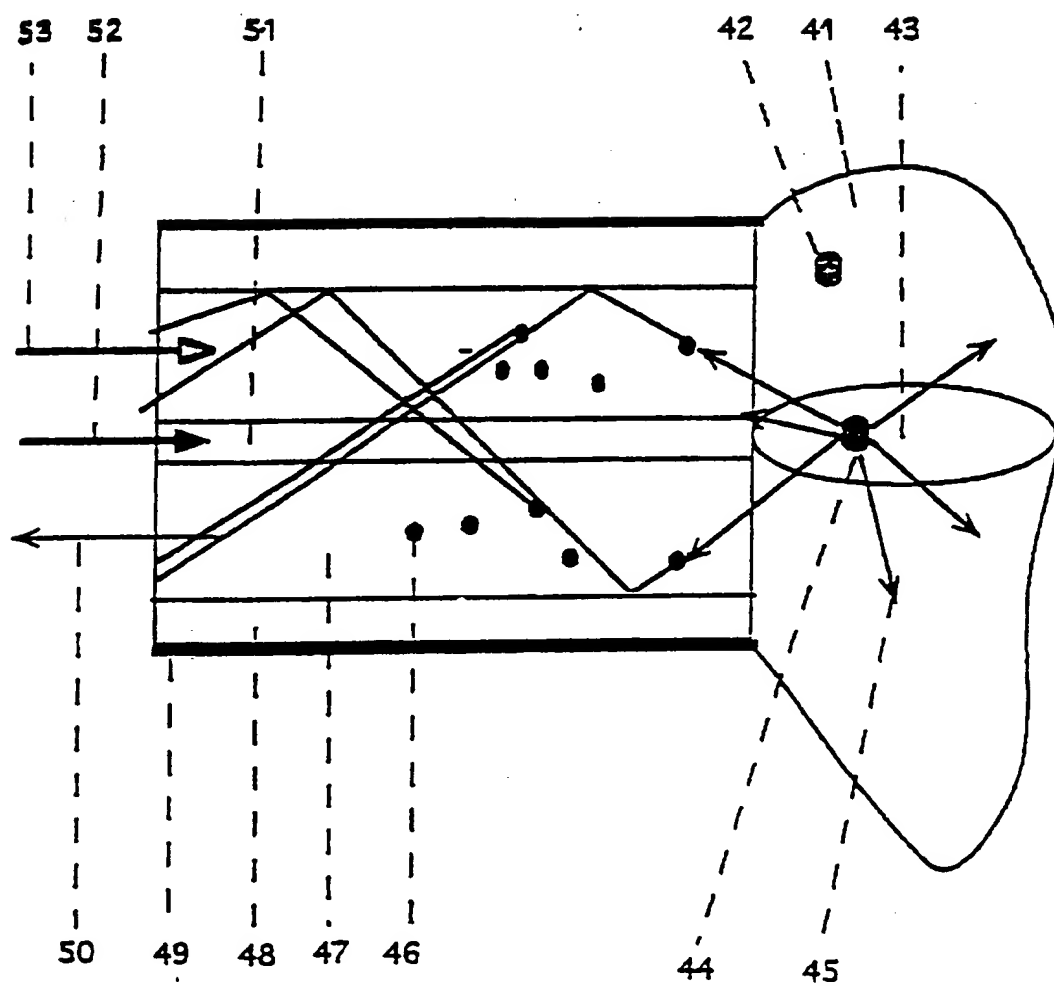


Fig. 6



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Intern. Application No  
PCT/DE 97/00564

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
IPC 6 G01J/58 G01T1/20

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 6 G01J

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US H1364 H (TOEPPEN) 4 October 1994	1,6,9, 11,13, 22,23, 25,36
Y	see column 1, line 9 - line 42 see column 3, line 63 - column 4, line 32; figures 4,5	21,24
Y	--- US 5 323 011 A (SUTER) 21 June 1994 see column 3, line 62 - column 4, line 30 see column 7, line 27 - line 31 see figures 1,2,9	24
Y	--- US 4 314 743 A (RAST) 9 February 1982 see column 6, line 19 - line 42 see figure 5 --- -/--	21

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

\* Special categories of cited documents:

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier document but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
- "Z" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

18 July 1997

Date of mailing of the international search report

22.08.97

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2220 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Thomas, R.M.

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Inter. Appl. No.

PCT/DE 97/00564

C.(Continuation) D. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>US 5 095 212 A (COOK) 10 March 1992  see column 1, line 46 - line 63  see column 4, line 10 - line 68  see column 5, line 52 - line 60  see column 6, line 63 - line 68  see figure 3</p> <p>---</p>	1
A	<p>EP 0 429 810 A (TEXAS INSTRUMENTS) 5 June 1991</p> <p>-----</p>	

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

Intern. Appl. Application No

PCT/DE 97/00564

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US H1364 H	04-10-94	NONE	
US 5323011 A	21-06-94	NONE	
US 4314743 A	09-02-82	NONE	
US 5095212 A	10-03-92	NONE	
EP 0429810 A	05-06-91	JP 3196684 A	28-08-91

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Intern. Aktenzeichen

PCT/DE 97/00564

## A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

IPK 6 G01J1/58 G01T1/20

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

## B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

IPK 6 G01J

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

## C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US H1364 H (TOEPPEN) 4. Oktober 1994	1,6,9, 11,13, 22,23, 25,36
Y	siehe Spalte 1, Zeile 9 - Zeile 42 siehe Spalte 3, Zeile 63 - Spalte 4, Zeile 32; Abbildungen 4,5	21,24
Y	US 5 323 011 A (SUTER) 21. Juni 1994 siehe Spalte 3, Zeile 62 - Spalte 4, Zeile 30 siehe Spalte 7, Zeile 27 - Zeile 31 siehe Abbildungen 1,2,9	24
Y	US 4 314 743 A (RAST) 9. Februar 1982 siehe Spalte 6, Zeile 19 - Zeile 42 siehe Abbildung 5	21
	-/--	

☒ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

☒ Siehe Anhang Patentfamilie

\* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung, die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung, die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"Z" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

18. Juli 1997

Abesenddatum des internationalen Recherchenberichts

22.08.97

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde

Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Thomas, R.M.

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Intern. Aktenzeichen

PCT/DE 97/00564

C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	US 5 095 212 A (COOK) 10.März 1992 siehe Spalte 1, Zeile 46 - Zeile 63 siehe Spalte 4, Zeile 10 - Zeile 68 siehe Spalte 5, Zeile 52 - Zeile 60 siehe Spalte 6, Zeile 63 - Zeile 68 siehe Abbildung 3 ---	1
A	EP 0 429 810 A (TEXAS INSTRUMENTS) 5.Juni 1991 -----	

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Intern. Aktenzeichen

PCT/DE 97/00564

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US H1364 H	04-10-94	KEINE	
US 5323011 A	21-06-94	KEINE	
US 4314743 A	09-02-82	KEINE	
US 5095212 A	10-03-92	KEINE	
EP 0429810 A	05-06-91	JP 3196684 A	28-08-91